

**VŠB - Technická univerzita Ostrava**  
**Fakulta elektrotechniky a informatiky**  
**Katedra měřicí a řídicí techniky**

**Realizace miniaturního zařízení pro snímání elektrické  
aktivity srdce**

ECG Measuring Mini Device Realization

**2010**

**Nikola Vachalová**

„Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracovala samostatně. Uvedla jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpala.“

.....

Nikola Vachalová

Datum odevzdání bakalářské práce: 7.5.2010

Ráda bych zde poděkovala vedoucímu mé bakalářské práce panu Ing. Ondřeji Adamci za jeho cenné rady při konzultacích. Dále chci touto cestou poděkovat také Ing. Michalu Prauzkovi a Ing. Tomáši Peterkovi za jejich ochotnou pomoc při řešeních problémech.

## Seznam použitých symbolů a zkratek

A/D převodník	analogově – digitální převodník (Analog to Digital Converter)
CMRR	poměr potlačení souhlasných signálů (Common-mode Rejection Ratio)
EKG	elektrokardiogram, elektrokardiograf
EMG	elektromyogram, elektromyograf
EOG	elektrookulogram, elektrookulograf
INA	přístrojový zesilovač (Instrumentation Amplifier)
LA	levá paže (Left arm)
OPA	operační zesilovač (Operational Amplifier)
RA	pravá paže (Right arm)
RL	pravá noha (Right leg)

## OBSAH

<b>SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK .....</b>	<b>4</b>
<b>1 ÚVOD.....</b>	<b>1</b>
<b>2 TEORIE – VYSVĚTLENÍ ZÁKLADNÍCH PRINCIPŮ.....</b>	<b>2</b>
2.1 VZNIK ELEKTRICKÉ AKTIVITY SRDCE .....	2
2.2 SNÍMÁNÍ ELEKTRICKÉ AKTIVITY SRDCE.....	2
2.2.1 <i>Artefakty</i> .....	3
Technické.....	3
Biologické.....	3
2.2.2 <i>EKG svody</i> .....	3
Einthovenovy bipolární končetinové – I, II, III.....	3
Goldbergerovy unipolární končetinové – aVR, aVL, aVF.....	4
Wilsonovy unipolární hrudní – V <sub>1</sub> , V <sub>2</sub> , V <sub>3</sub> , V <sub>4</sub> , V <sub>5</sub> , V <sub>6</sub> .....	5
<b>3 ANALOGOVÁ ČÁST ELEKTROKARDIOGRAFU .....</b>	<b>6</b>
3.1 PŘEDZPRACOVÁNÍ EKG SIGNÁLU .....	6
3.1.1 <i>Popis částí analogového řetězce</i> .....	7
Vstupní předzesilovač.....	7
Hornopropustný filtr .....	7
Zesilovač s proměnným zesílením .....	7
Dolnopropustný filtr.....	7
Filtr síťového rušení.....	8
Izolační zesilovač.....	8
3.1.2 <i>Obecné požadavky na elektronické součástky v analogové části EKG měřicího řetězce</i> .....	8
Operační zesilovač .....	8
Přístrojový zesilovač .....	9
<b>4 NÁVRH A REALIZACE ANALOGOVÉHO ZPRACOVÁNÍ BIOSIGNÁLU .....</b>	<b>10</b>
4.1 VSTUPNÍ PŘEDZESILOVAČ.....	10
4.2 HORNOPROPUSTNÝ FILTR .....	12
4.3 ZESILOVAČ S DOLNOPROPUSTNÝM FILTREM.....	13
<b>5 NÁVRH A REALIZACE SOFTWARE PRO VYKRESLENÍ NA PC .....</b>	<b>14</b>
<b>6 LABORATORNÍ ÚLOHA - MĚŘENÍ NA MINIATURNÍM EKG ZAŘÍZENÍ .....</b>	<b>16</b>
6.1 CÍL ÚLOHY.....	16
6.2 ZADÁNÍ .....	16
6.3 PŘEDPOKLÁDANÉ ZNALOSTI.....	16
6.4 POUŽITÉ VYBAVENÍ .....	16
6.5 TEORETICKÝ ROZBOR .....	16
6.6 PRACOVNÍ POSTUP .....	18
6.6.1 <i>Záznam EKG křivky</i> .....	18
6.6.2 <i>Záznam EMG křivky</i> .....	19
6.6.3 <i>Záznam EOG křivky</i> .....	20
6.7 VÝSLEDKY .....	21

6.8	KONTROLNÍ OTÁZKY .....	21
<b>7</b>	<b>ZHODNOCENÍ DOSAŽENÝCH VÝSLEDKŮ .....</b>	<b>22</b>
7.1	ZÁZNAM EKG .....	22
7.2	ZÁZNAM EMG .....	23
7.3	ZÁZNAM EOG .....	25
<b>8</b>	<b>ZÁVĚR.....</b>	<b>27</b>
	<b>POUŽITÉ ZDROJE .....</b>	<b>28</b>

# 1 Úvod

Srdce je orgán, který je jedním z nejdůležitějších v našem organismu. Z toho důvodu je jeho správná funkce nezbytná pro lidský život. Obory zabývající se studiem srdeční činnosti, jeho diagnostikou a terapeutikou se vyvíjí již poměrně dlouho. Jedním z nich je elektrokardiografie (EKG), což je v lékařské praxi velmi často používaná metoda k diagnostice různých poškození, poruch a chorob srdce.

V dnešní době, kdy se vše neustále zmenšuje a zdokonaluje, vznikají nové přístroje také v oblasti elektrokardiografie, které mají za cíl odhalit srdeční poruchu co nejdříve, co nejpohodlněji pro pacienta a při zachování co nejvyšší kvality záznamu.

Tato bakalářská práce se zabývá právě návrhem a realizací miniaturního EKG zařízení, které je vytvořeno pro účely měření laboratorní úlohy.

Po úvodní kapitole jsou nejprve teoreticky vysvětleny základní principy týkající se vzniku srdeční aktivity z pohledu jejího fyziologického fungování. Poté jsou popsány jednotlivé metody snímání elektrokardiografického signálu, nazývané též EKG svody, které jsou standardně používané v medicínské praxi. Výklad je také doplněn o rozbor rušivých artefaktů biologického i technického původu, které při snímání signálu ze srdce mohou vznikat.

Další část této bakalářské práce je zaměřena na analýzu analogové části měřicího řetězce EKG přístrojů zabývajících se předzpracováním elektrokardiografického signálu. Po obecném popisu funkcí a konstrukčním provedení jednotlivých částí jsou popsány obecné požadavky na elektronické součástky, z nichž je analogová část sestavena.

Následující kapitola se věnuje návrhu a realizaci vlastní analogové části miniaturního EKG zařízení. Konkrétně jsou zde schematicky znázorněny hlavní části analogového zpracování spolu s návrhem použitých filtrů. Je zde také vysvětlen výběr jednotlivých součástek od firmy Texas Instruments, které jsou použity při realizaci.

Další kapitola obsahuje popis návrhu a realizace softwaru pro vykreslení snímaných biosignálů na obrazovce počítače v programu MATLAB. Signál je z analogové části EKG převáděn do digitální podoby pomocí měřicí karty obsahující A/D převodník a výstupní signál z této karty je pak zpracován navrženým softwarem. Měřený biosignál je pak vykreslen ve vytvořeném uživatelském prostředí.

Na tuto kapitolu navazuje laboratorní úloha, obsahující návod k sestavení měřicího řetězce pro snímání bioelektrických signálů s použitím realizovaného miniaturního EKG zařízení, měřicí karty a počítače. Úloha je navržena tak, aby si studenti mohli změřit biosignály ze srdce, svalů i očí.

V posledních dvou kapitolách jsou naměřeny, otestovány a zhodnoceny výsledky měření na sestaveném měřicím řetězci.

## 2 Teorie – vysvětlení základních principů

Cílem této bakalářské práce je vytvořit laboratorní úlohu ve formě miniaturního jednokanálového EKG zařízení, tedy jeho analogovou část, s měřením na analogové měřicí kartě s A/D převodníkem a vykreslením EKG křivky na počítači.

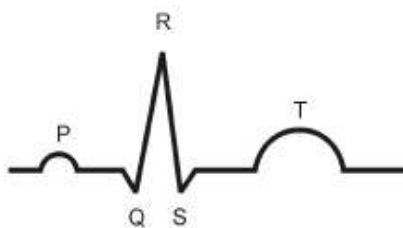
V následujícím textu jsou vysvětleny hlavní principy srdeční funkce, možnosti jejího snímání a popis rušení, které při měření EKG může vznikat.

### 2.1 Vznik elektrické aktivity srdce

Srdce funguje jako dvě sériové pumpy ze svaloviny, které se střídavě smršťují, čímž vypuzují krev, a pak se opět krví plní. Jde o velice synchronní práci srdce, přesněji jeho síní a komor, zajištěné automatickým fungováním, tzv. automaci srdce.

Převod vzruchu mezi jednotlivými buňkami srdce probíhá na základě vyvolání elektrického podráždění vznikající v sinoatriálním uzlíku nacházejícího se v pravé síni. Z něj se pak rozšiřuje vzruch dále všemi směry k ostatním buňkám srdce. Vzruch je veden pomocí převodního srdečního systému. Touto činností vzniká elektrický signál, který již lze snímat. Jeho grafický záznam se nazývá elektrokardiogram. [ 12 ]

Srdeční vlákna, neboli řetězce buněk, jsou svou stavbou a funkcí odlišné od ostatních buněk těla. Jejich membrány jsou schopny měnit svou polaritu, čímž vzniká akční potenciál srdečních buněk, při jejich podráždění. Typický průběh změn potenciálu srdce je pak patrný na EKG jako vlna P, QRS komplex a vlny T (Obr. 1). Každá část trvá určitou dobu, má určitou amplitudu a průběh a odpovídá určité fázi srdeční činnosti.



Obr. 1: Průběh EKG křivky

### 2.2 Snímání elektrické aktivity srdce

Elektrokardiografie je běžná diagnostická metoda k vyšetření elektrické aktivity srdce. Nejčastěji se snímá neinvazivně z povrchu těla pomocí biopotenciálových elektrod. Elektrody se používají buď stříbro-chloridové (Ag/Cl) pro dlouhodobější snímání, nebo stříbrné (Ag) snímá-li se



EKG krátkodobě. Elektrolytem zde bývá nejčastěji vodivý gel nebo pasta, které snižují přechodový odpor mezi elektrodou a pokožkou.

### 2.2.1 Artefakty

Při snímání EKG křivky dochází často k rušení různého původu. Mezi nejčastější artefakty u EKG patří 2 základní typy [ 11 ]:

#### Technické

- **elektrostatické potenciály** - špatný kontakt elektrody s pokožkou, vyschlý vodivý gel nebo pasta, změna prokrvení či zásobení tkáně kyslíkem, aj.
- **rušení z elektrorozvodné sítě** - síťový brum o frekvenci 50 Hz
- **impulsní rušení** - ze spínaných zdrojů, elektromotorů, číslicových obvodů, při zapínání či vypínání elektrospotřebičů, nebo při přepínání svodů
- **vlastní šum elektronických prvků a obvodů** - u analogových částí vstupních obvodů přístrojů, jde o tepelný a kontaktní šum

#### Biologické

- **pohybové** - změna přechodového odporu elektrod při pohybu pacienta
- **vzájemným vlivem orgánů** - EKG se proto moduluje v rytmu dýchání

### 2.2.2 EKG svody

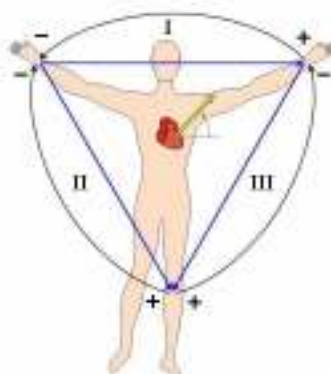
Rozmístění elektrod při snímání EKG křivky z povrchu těla je dáno normovaným způsobem. Existují 3 typy snímání:

#### Einthovenovy bipolární končetinové – I, II, III

Toto zapojení měří rozdíl potenciálů vždy mezi dvěma elektrodami umístěnými na pravé a levé horní a levé dolní končetině tvořící tzv. Einthovenův trojúhelník (Obr. 2). Na pravé paži je elektroda červená, na levé žlutá a na levé noze je zelená.

Černá elektroda na pravé noze je zapojena jako zpětná vazba a v praxi se využívá k potlačení souhlasného signálu na vstupu předzesilovače. Jedná se o tzv. napájení pravou nohou. Pacient je přes pravou nohu napájen signálem, který je v absolutní hodnotě stejný jako signál

z končetinových svodů, pouze s opačnou polaritou. Tím je možné eliminovat souhlasné napětí na elektrodách. [ 12 ]



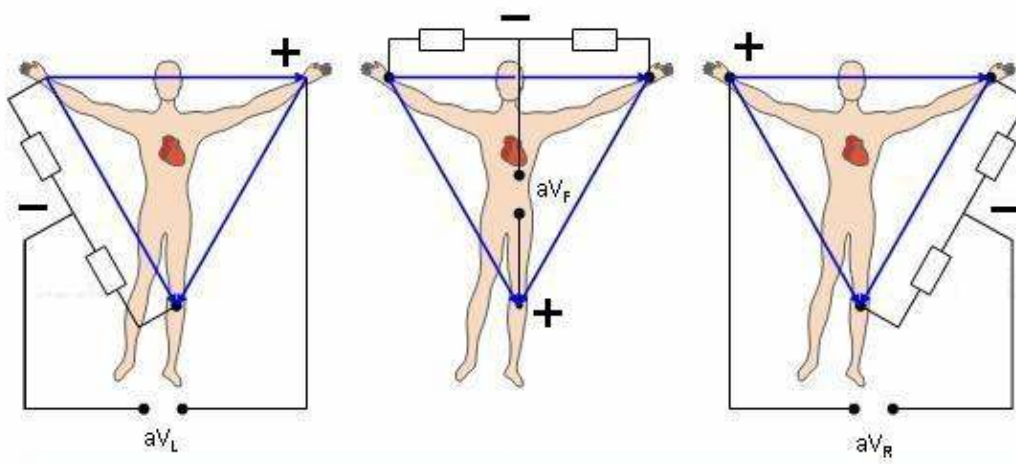
Obr. 2: Zapojení podle Einthovena

Zdroj: [ 10 ]

### Goldbergerovy unipolární končetinové – aVR, aVL, aVF

Toto zapojení (Obr. 3) využívá stejných elektrod jako Einthovenovo zapojení jen s tím rozdílem, že v tomto případě je kladná svorka u každého svodu připojená k jedné z elektrod a další dvě elektrody jsou pak přes odpor v řádech kilo-ohmů zapojeny do referenční svorky.

Písmeno „a“ před názvem svodu označuje, že snímané napětí je zvětšené (z anglického *augmented*), neboť oproti zapojení podle Wilsona je zde napětí vyšší. [ 12 ]

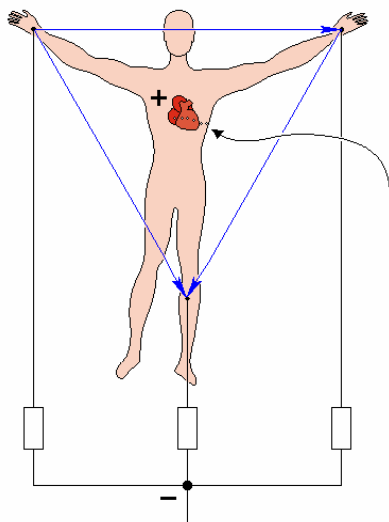


Obr. 3: Zapojení podle Goldbergera

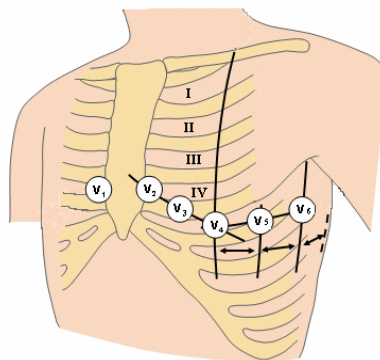
Zdroj: [ 10 ]

### Wilsonovy unipolární hrudní – $V_1, V_2, V_3, V_4, V_5, V_6$

U tohoto zapojení je kladný pól na elektrodě umístěné na hrudníku a záporný pól je na referenční svorce, tzv. Wilsonově centrální svorce, která vzniká spojením všech tří končetinových elektrod přes rezistor v řádech kilo-ohmů (Obr. 4a). Rozmístění hrudních elektrod je znázorněno na Obr. 4b. [ 12 ]



Obr. 4: a) Zapojení podle Wilsona



b) Rozmístění hrudních elektrod

Zdroj: [ 10 ]

### 3 Analogová část elektrokardiografu

Pro kvalitní zpracování snímaného signálu je nejprve důležité pochopit jeho podstatu, tedy čím je signál tvořen, jakých hodnot nabývá. Na vstupu analogového měřicího řetězce se totiž kromě samotného EKG signálu projeví také další složky, které jsou již ale rušivé a jejichž amplituda je mnohem vyšší než amplituda požadovaného EKG signálu.

EKG signál je sám o sobě poměrně slabý, jeho snímané rozdílové napětí mezi elektrodami se pohybuje v rozmezí  $u_{pp} = 0,5 \text{ mV}$  až  $5 \text{ mV}$ . Celkové požadované zesílení EKG signálu je okolo  $G = 1000$ . Zobrazení svodu I signálu EKG požaduje přenos signálů s kmitočty v rozmezí  $f = 0,05 \text{ Hz}$  až  $150 \text{ Hz}$ . Tyto hodnoty určují dynamický rozsah, zesílení a frekvenční pásmo navrhované analogové části EKG zařízení.

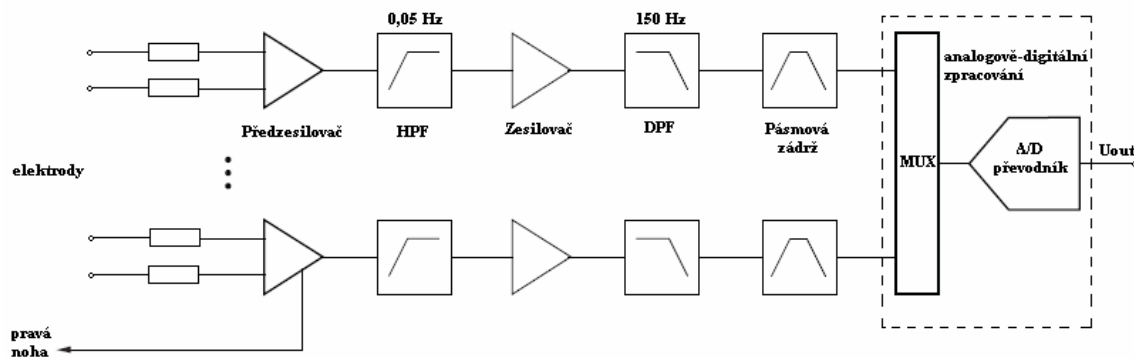
Další, nyní již nežádoucí částí snímaného signálu, je přechodový odpor vznikající mezi elektrodami a pokožkou, který se projevuje jako rušení o hodnotě přibližně  $u = 300 \text{ mV}$ . Také rušení z elektrorozvodné sítě o frekvenci  $f = 50 \text{ Hz}$  způsobuje na snímaném vstupním signálu rušení až jednotky voltů. Navíc se v EKG signálu projevují také pohybové artefakty ze snímaného pacienta. V důsledku těchto typů rušení je tedy nutné snímaný signál pečlivě předzpracovat, aby byl výsledný EKG signál co nejpřesnější. [ 13 ]

V následujícím textu jsou podrobněji rozebrány funkce a konstrukční provedení jednotlivých prvků analogové části měřicího řetězce.

#### 3.1 Předzpracování EKG signálu

Dříve než je snímaný EKG signál možné zobrazit, je nejprve nutné jej předzpracovat, tedy hlavně odstranit již zmíněné rušivé artefakty, a také zesílit na takovou hodnotu, aby bylo možné jeho další zpracování.

Tato analogová část je realizována tzv. biozesilovačem, jehož jednotlivé části jsou zobrazeny na Obr. 5. U tohoto způsobu je předzpracování řízeno analogově. Je také možné signál předzpracovat analogově v kombinaci s číslicovým zpracováním, ale tento způsob provedení není úkolem této bakalářské práce.



Obr. 5: Blokové schéma signálového řetězce pro analogové předzpracování biosignálů

### 3.1.1 Popis částí analogového řetězce

#### Vstupní předzesilovač

- Má velmi velký vstupní odpor v řádech  $M\Omega$  až  $G\Omega$ , aby se na vstupu neprojevil přechodový odpor elektrod, a také aby se minimalizoval proud tekoucí z pacienta do přístroje, který by měření velice zkresloval.
- Jeho základním prvkem je přístrojový zesilovač, který si lze představit jako operační zesilovače zapojeny jako rozdílový zesilovač s daným zesílením. Ten na svém vstupu odečte souhlasná napětí z obou elektrod, neboli tzv. půlčlanková napětí, a naopak jím projde rozdílový signál mezi elektrodami. Dojde-li pouze k částečnému odečtení souhlasných složek, na výstupu pak bude stejnosměrná a pomalu se měnící složka, a ty se dále odfiltrují. Napětíové zesílení předzesilovače bývá pouze 5 až 100, aby nedošlo k jeho saturaci.
- K ještě lepšímu odstranění šumu na vstupu se používá zpětná vazba tzv. napájení pravou nohou, která absolutní hodnotu souhlasného napětí z elektrod invertuje a pošle ji zpět do pacienta. [ 11 ]

#### Hornopropustný filtr

- Tento filtr je nejčastěji realizován pomocí operačního zesilovače zapojeného jako integrační zesilovač neboli tzv. integrátor. Pomocí RC členů zapojených v jeho zpětné vazbě se nastavuje požadovaná kritická frekvence.
- Slouží k odfiltrování stejnosměrné složky signálu vzniklé půlčlankovým napětím na elektrodách, které může na dvou Ag/AgCl elektrodách dosáhnout hodnoty až  $u = 300 \text{ mV}$ . Jde o hodnotu napětí řádově vyšší než je napětí snímaného EKG signálu.
- Odstraňuje také pomalu se měnící složku signálu o nízké frekvenci způsobené pohybovými artefakty. Abychom tyto nežádoucí složky odstranili, bývá dolní kritická frekvence tohoto filtru u EKG přístrojů  $f = 0,05 \text{ Hz}$ . [ 11 ]

#### Zesilovač s proměnným zesílením

- Tato část zajišťuje největší část celkového zesílení signálu. Jeho zesílení lze měnit, protože dochází i ke změnám napětí snímaného signálu u jednotlivých pacientů. [ 11 ]
- K jeho realizaci se opět využívá operační zesilovač.

#### Dolnoproustný filtr

- Snižuje vysokofrekvenční rušení tím, že omezuje frekvenční spektrum signálu na rozsah vhodný k zobrazení. Je také používán jako antialiasingový filtr, který

chrání před vznikem aliasingového efektu vlivem nedostatečného vzorkování v A/D převodníku. Jeho kritická frekvence je  $f = 150 \text{ Hz}$ . [ 11 ]

#### **Filtr síťového rušení**

- Jedná se o filtr typu pásmová zádrž, který odstraňuje rušivou složku signálu o frekvenci 50 Hz pocházejícího z elektrorozvodné sítě.
- U bateriemi napájených EKG zařízení je toto rušení značně sníženo a obvykle jej lze tedy vypustit. [ 11 ]

#### **Izolační zesilovač**

- Galvanicky odděluje vstupní a výstupní část signálového řetězce, signál je přes něj pak přenášen modulací a demodulací. Jeho zesílení bývá většinou  $G = 1$ .
- Používá se v EKG přístrojích napájených ze sítě, kde hrozí prosakování proudu přes zemní smyčky. [ 11 ]

Pořadí jednotlivých částí biozesilovače má své opodstatnění. Nejprve se do měřícího řetězce zařadí předzesilovač, kterým projde signál bez souhlasného napětí. Poté se ze signálu hornopropustným filtrem odfiltruje rušení z elektrod a pohybové artefakty. Takto upravený signál lze nyní zesílit na požadovanou úroveň, neboť již neobsahuje rušení o hodnotách napětí srovnatelných nebo převyšujících samotný EKG signál. Pokud by se signál zesílil hned na začátku řetězce, mohlo by dojít k saturaci následných zesilovačů. Z takto zesíleného signálu lze poté lépe eliminovat rušení o vysokých frekvencích pomocí filtru typu dolní propust.

### **3.1.2 Obecné požadavky na elektronické součástky v analogové části EKG měřícího řetězce**

Hlavními požadavky na miniaturní EKG přístroje jsou jeho velikost, spotřeba a cena při zachování kvalitního zobrazení snímaného signálu. Proto i jednotlivé elektronické součástky použité pro měření EKG signálu musí splňovat specifické požadavky [ 15 ]:

#### **Operační zesilovač**

- Nízký šum při zesílení  $G = 10$  až  $100$
- Rail-to-rail výstup
- Velmi nízký napěťový offset a drift

**Přístrojový zesilovač**

- Stabilita při zesílení  $G = 1$  až 10
- Vysoký CMRR (poměr potlačení souhlasných signálů)
- Nízký vstupní klidový proud
- Nízký rozkmit na výstupu
- Velmi nízký offset a drift

## 4 Návrh a realizace analogového zpracování biosignálu

V následujícím textu je popsán návrh a realizace miniaturního jednokanálového EKG zařízení. Součástí navrhovaného měřicího řetězce je vstupní předzesilovač, hornopropustný filtr, zesilovací člen a filtr typu dolní propust. Z obecného blokového schématu (Obr. 5) zobrazeného v předchozí kapitole je vynechána pásmová zádrž, která má odfiltrovat síťový brum o frekvenci 50 Hz. Jak již bylo zmíněno, důvodem je napájení navrženého zařízení z baterií. Ostatní části zmíněného blokového schématu jsou detailněji popsány níže. Výsledné schéma navrženého zapojení je uvedeno v příloze 1, návrh desky plošných spojů je v příloze 2.

### 4.1 Vstupní předzesilovač

Prvním blokem (viz kapitola 3.1.1) analogové části EKG je vstupní předzesilovač, který je tvořen přístrojovým zesilovačem. V nabídce firmy Texas Instruments je několik možných typů přístrojových zesilovačů. Jsou zobrazeny v následující tabulce (Tab. 1) spolu s jejich hlavními charakteristikami. Tučně je zvýrazněna vždy nejlepší hodnota daného parametru.

	INA118 [ 1 ]	INA128 [ 2 ]	INA129 [ 2 ]	INA321 [ 3 ]	INA326 [ 4 ]	INA333 [ 14 ]
Napájecí napětí - min/max (V)	2,7/36	4,5/36	4,5/36	2,5/5,5	2,7/5,5	1,8/5,5
CMRR (dB)	107	<b>120</b>	<b>120</b>	94	100	100
Klidový napájecí proud $I_q$ (mA)	0,35	0,7	0,7	<b>0,04</b>	2,4	0,05
Vstupní klidový proud $I_B$ (nA)	5	5	5	<b>0,01</b>	2	0,2
Vstupní napěťový offset ( $\mu$ V)	50	50	50	500	100	<b>25</b>
Vstupní offsetový drift ( $\mu$ V/°C)	0,5	0,5	0,5	7	0,4	<b>0,1</b>
Zesílení	<b>1-10000</b>	<b>1-10000</b>	<b>1-10000</b>	5-1000	0,1-10000	1-1000
Nelinearita (%)	<b>0,002</b>	0,012	<b>0,002</b>	0,01	0,01	

Tab. 1: Přístrojové zesilovače firmy Texas Instruments

Z výše uvedených přístrojových zesilovačů vyšly ze srovnání nejlépe INA 129, nebo INA 128. INA 129 a INA128 jsou velice přesné přístrojové zesilovače. Mají největší poměr potlačení souhlasného signálu (CMRR), nejmenší rušení a nabízí velký rozsah zesílení. Také mají velmi malý napěťový offset a drift. Fungují již při napájení  $\pm 2,25$  V a jejich vstupní klidový proud je ideální pro zařízení napájená z baterií.

INA321 má sice menší klidový proud, ale ostatní vlastnosti jsou již v porovnání s INA129 horší.

Vybraný přístrojový zesilovač (INA129) je realizován tak, že má dva vstupy pro napájení, výstup, vývod pro uzemnění, a poté invertující a neinvertující vstupy, na něž jsou



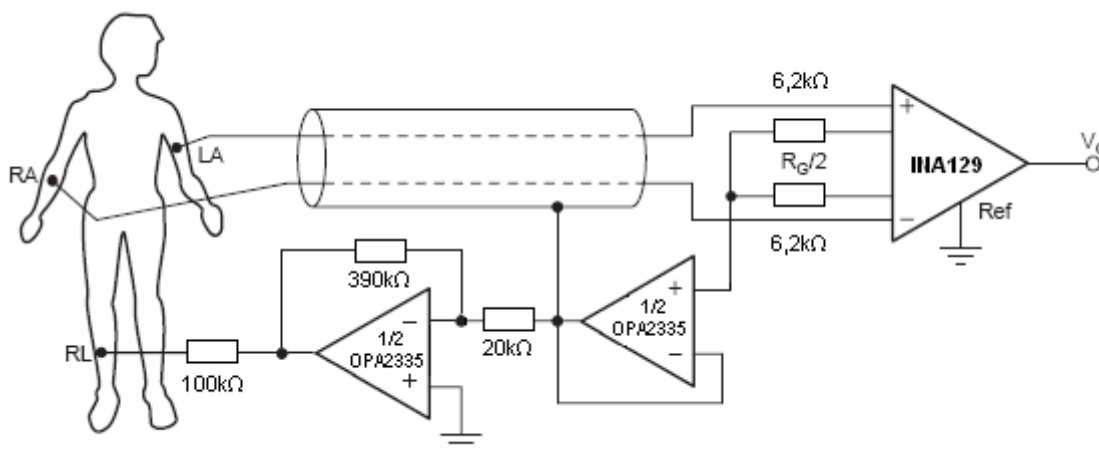
přivedeny elektrody z pacienta. Zesílení v rozsahu 1 až 10000 se podle uživatelské příručky nastavuje na externím rezistoru  $R_G$  podle vztahu (4.1):

$$G_1 = 1 + \frac{49,4 \text{ k}\Omega}{R_G} = 1 + \frac{49,4 \text{ k}\Omega}{12,35 \text{ k}\Omega} = 5 \quad (4.1)$$

Hodnota odporu 49,4 k $\Omega$  je dána součtem dvou rezistorů ve zpětných vazbách u dvou operačních zesilovačů uvnitř INA129. Hodnotě zesílení  $G_1 = 5$  pak odpovídá rezistor s odporem  $R_G = 12,35 \text{ k}\Omega$ . Podle uživatelské příručky je odpor také  $R_G$  tvořen dvěma rezistory o poloviční hodnotě (viz Obr. 6), neboť každý z nich odpovídá jednomu vnitřnímu operačnímu zesilovači. Těm je v odporové řadě nejbližší rezistor s odporem 6,2 k $\Omega$ . S jejich použitím je pak celkové zesílení rovno  $G_1 = 4,98$ , jak je také vidět ve výpočtu níže

$$G_1 = 1 + \frac{49,4 \text{ k}\Omega}{R_G} = 1 + \frac{49,4 \text{ k}\Omega}{12,4 \text{ k}\Omega} = 4,98 \quad (4.2). [2]$$

$$G_1 = 1 + \frac{49,4 \text{ k}\Omega}{R_G} = 1 + \frac{49,4 \text{ k}\Omega}{12,4 \text{ k}\Omega} = 4,98 \quad (4.2)$$



**Obr. 6: Zapojení napájení pravou nohou**

K napájení pravou nohou zobrazené na Obr. 6 se používají dva operační zesilovače. Jeden zapojen jako sledovač napětí, druhý jako invertující zesilovač.

V následující tabulce (Tab. 2) jsou zobrazeny specifikace operačních zesilovačů firmy Texas Instruments vhodné ke konstrukci EKG přístrojů. Mohou být buď dvoukanálové, jejichž číselné označení začíná číslem 2, nebo jednocanálové. Kromě počtu kanálů a konstrukčního provedení jsou jejich vlastnosti stejné.

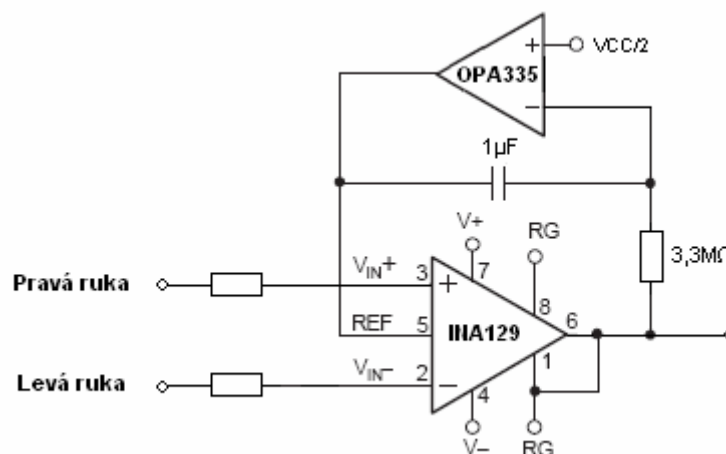
	OPA(2)333 [ 5 ]	OPA(2)335 [ 6 ]	OPA(2)336 [ 7 ]	OPA(2)340 [ 8 ]	OPA(2)379 [ 16 ]
Napájecí napětí - min/max (V)	1,8/5,5	2,7/5,5	2,3/5,5	2,7/5,5	1,8/5,5
CMRR (dB)	<b>106</b>	110	80	80	90
Klidový napájecí proud $I_q$ (mA)	0,025	0,35	0,032	0,95	<b>0,0055</b>
Vstupní klidový proud $I_B$ (pA)	200	200	<b>10</b>	<b>10</b>	50
Vstupní napěťový offset (mV)	0,01	<b>0,005</b>	0,125	0,5	1,5
Vstupní offsetový drift ( $\mu V/^\circ C$ )	<b>0,02</b>	<b>0,02</b>	1,5	2,5	1,5

Tab. 2: Operační zesilovače firmy Texas Instruments

Podle specifikací výrobce se jeví jako nejvhodnější operační zesilovač OPA(2)335, který má především velmi malý napěťový offset a téměř nulový drift. Dále nabízí nízký klidový napájecí proud a vysoký vstupní odpor. Podobné vlastnosti má i OPA(2)333, který má navíc oproti OPA(2)335 menší klidový napájecí proud a funguje již při napájecím napětí 1,8 V, má ale větší napěťový offset a menší CMRR. Ve výsledném návrhu je ale použit OPA(2)333 z důvodu vhodnějšího konstrukčního provedení dostupného u výrobce. [ 6 ]

## 4.2 Hornopropustný filtr

Tato část řetězce slouží k nastavení kritické frekvence hornopropustného filtru. Požadovaný dolní mezní kmitočet u EKG signálu je 0,05 Hz. Toho docílíme integrátorem ve zpětné vazbě u vstupního předzesilovače (Obr. 7). Výběr operačního zesilovače je popsán v předcházející kapitole 4.1.



Obr. 7: Zapojení předzesilovače s hornopropustným filtrem

Hodnoty RC členů ve zpětné vazbě vyhovující požadované kritické frekvenci se určí ze vztahu (4.3). K získání dolního mezního kmitočtu 0,05 Hz byly navrženy takové hodnoty rezistoru a kondenzátoru, které stanovily kritickou frekvenci na 0,048 Hz.

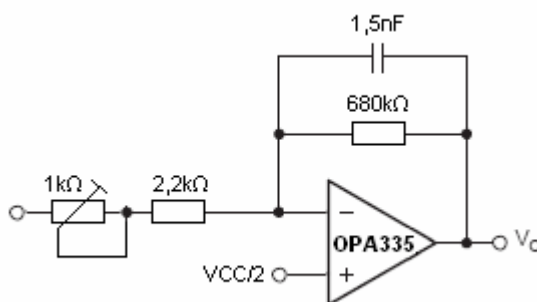
$$f = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R \cdot C} = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot 3,3 \cdot 10^6 \cdot 1 \cdot 10^{-6}} = 0,048 \text{ Hz} \quad (4.3)$$

### 4.3 Zesilovač s dolnoproustným filtrem

EKG signál vystupující ze vstupního předzesilovače je nutné zesílit na potřebnou úroveň opět použitím operačního zesilovače (Obr. 8).

Celkové zesílení EKG signálu je požadováno přibližně  $G = 1000$ . Jelikož je již signál přístrojovým zesilovačem zesílen pětkrát, zde stačí operační zesilovač se zesílením 200. EKG signál je velice proměnlivý a jeho napětí individuálně kolísá. Z toho důvodu byl před dolnoproustný filtr zařazen také odporový trimr, který umožní doladění zesílení signálu. Zesílení lze dopočítat ze vztahu (4.4), kde  $R_2$  je rezistor ve zpětné vazbě u operačního zesilovače a  $R_1$  je součet odporu trimru a rezistoru před operačním zesilovačem. Znaménko mínus ukazuje, že se jedná o invertující zapojení s operačním zesilovačem. Pro navržený dolnoproustný filtr byly vybrány součástky z odporové řady  $R_2 = 680 \text{ k}\Omega$ , trimr s odporem  $1 \text{ k}\Omega$ , a druhý rezistor s odporem  $2,2 \text{ k}\Omega$ . Zesílení pak vyšlo  $G_2 = 212,5$ .

$$G_2 = -\frac{R_2}{R_1} = -\frac{680 \cdot 10^3}{1 \cdot 10^3 + 2,2 \cdot 10^3} = -\frac{680 \cdot 10^3}{3,2 \cdot 10^3} = 212,5 \quad (4.4)$$



Obr. 8: Zapojení zesilovače s filtrem dolní propust

Výsledné zesílení měřicího řetězce lze poté vypočítat podle následující vztahu  $G_{celk} = G_1 \cdot G_2 = 4,98 \cdot 212,5 = 1058,25$  (4.5) součinem zesílení jednotlivých částí a celkové zesílení pak vyšlo  $G = 1058,25$ .

$$G_{celk} = G_1 \cdot G_2 = 4,98 \cdot 212,5 = 1058,25 \quad (4.5)$$

## 5 Návrh a realizace softwaru pro vykreslení na PC

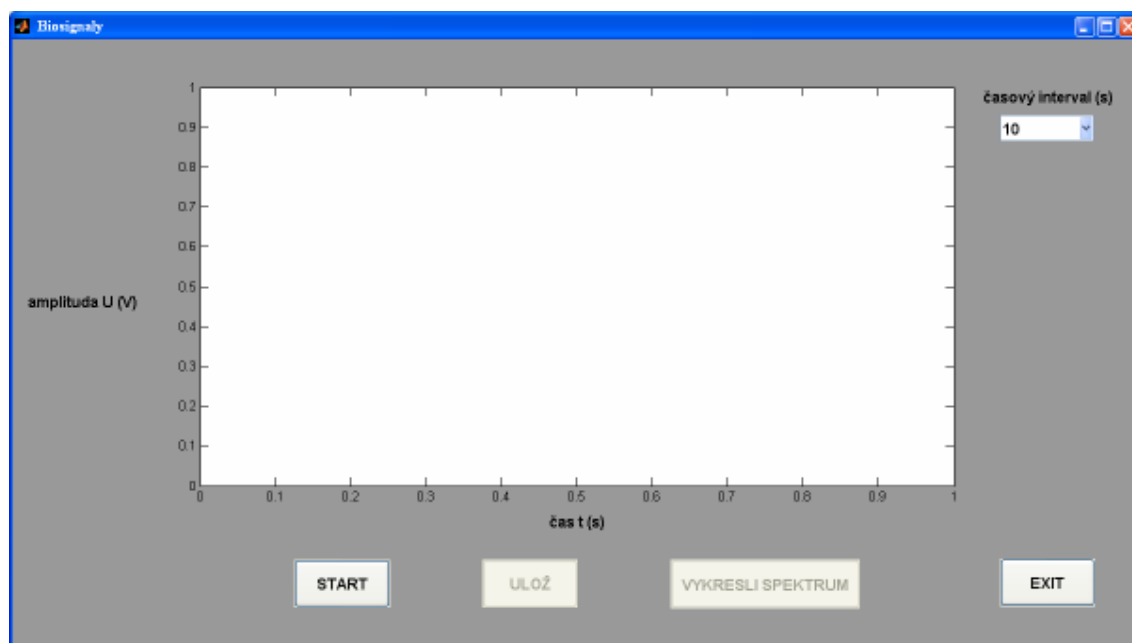
K návrhu a realizaci softwaru ke zpracování biosignálu snímaného a měřeného pomocí miniaturního EKG zařízení a měřicí karty NI cRIO – 9215 byl použit program MATLAB. Nejdůležitější části kódu programu jsou uvedeny v příloze 3.

Nejprve bylo nutné nastavit komunikaci měřicí karty s programem. Jelikož cílem bylo vytvořit laboratorní úlohu pro studenty s možností zobrazovat bioelektrické signály srdce, svalů a očí, byl další software programu navržen tak, aby se snímané hodnoty vykreslovaly v reálném čase, tedy aby bylo možné sledovat jejich kontinuální průběh, což umožňuje zaznamenat okamžité reakce na vzniklé situace, jako jsou např. pohyby částmi těla, zrychlené dýchání apod.. Vzorkovací frekvence byla načtena automaticky z měřicí karty. K detailnějšímu pochopení měřeného biosignálu, je možné si ze zaznamenaného biosignálu zobrazit také jeho výkonové spektrum. Jeho kód je zobrazen v příloze 4.

Pro snadnější měření laboratorní úlohy bylo vytvořeno uživatelské rozhraní GUI, pomocí kterého je možné snímaný signál ovládat přímo z panelu na obrazovce počítače. Toto uživatelské rozhraní je tvořeno plochou pro vykreslení snímaných biosignálů v čase. Délku časového intervalu, po kterou je signál snímán, lze volit pomocí rolovací lišty od 5 s do 30 s. Signál se v okně smršťuje, dokud se nevykreslí celý zvolený interval. Amplituda signálu je na výstupu EKG zařízení díky zesílení řetězce v jednotkách voltů. Je-li odporový trimr nastaven na maximální hodnotu, zesílení měřeného signálu je možné až 1058 krát (viz. kapitola 4.3). Z toho důvodu je signál vykreslovaný na PC možné podělit zesílením, aby byla snímaná hodnota v reálných hodnotách, tedy v mV u EKG. Jelikož je ale zesílení možné měnit trimrem, není amplituda ve snímaném grafu takto upravena, neboť by se nastavení muselo měnit při každé změně zesílení.

K ovládání měření je na panelu umístěno několik tlačítek. Tlačítkem „START“ se spouští vykreslování signálu. Dalším tlačítkem s názvem „ULOŽ“ se uživateli otevře okno s celým vykresleným signálem a uživatel sám jej pak může uložit s přílohou \*.fig. Stisknutím tlačítka „VYKRESLI SPEKTRUM“ se zobrazí okno s výkonovým spektrem změřeného biosignálu, jež lze také uložit ve formátu \*.fig. Tyto dvě tlačítka jsou při spuštění neaktivní a zaktivní se až po naměření biosignálu. Posledním tlačítkem je „EXIT“, kterým se celý panel uzavře.

Výsledný vzhled panelu před spuštěním měření je zobrazen na Obr. 9.



**Obr. 9: Panel pro zobrazování měřených biosignálů**

## **6 Laboratorní úloha - měření na miniaturním EKG zařízení**

### **6.1 Cíl úlohy**

Cílem této úlohy je zaznamenat biosignály na PC pomocí přípravku na měření EKG, měřicí karty a softwaru.

### **6.2 Zadání**

1. Zapojte měřicí řetězec s miniaturním EKG.
2. Zobrazte EKG křivku zapojením svodu I Einthovenova trojúhelníku a popište jednotlivé vlny a komplexy.
3. Vypočítejte tepovou frekvenci z EKG signálu v Hz a převed'te na  $\text{tepů} \cdot \text{min}^{-1}$
4. Zobrazte a popište EMG křivku.
5. Zobrazte a popište EOG křivku.
6. Vykreslete spektra zaznamenaných signálů.

### **6.3 Předpokládané znalosti**

Kapitola 3 - Biologické signály a jejich zpracování v [ 11 ]

Kapitola 4 - Elektrokardiografie v [ 11 ]

Kapitola 6 - Elektromyografie v [ 11 ]

### **6.4 Použité vybavení**

- přípravek s miniaturním EKG zařízením
- měřicí karta s A/D převodníkem NI cRIO-9215
- osobní počítač
- plošné elektrody ke snímání biosignálů
- 4 tužkové baterie

### **6.5 Teoretický rozbor**

Biosignály neboli biologické signály jsou signály, jejichž původ je v živém organismu. Mohou být vyvolány buď projevy organismu, nebo je možné je vyvolat uměle, působíme-li z vnějšku na organismus různým fyzikálním podnětem.

Biosignály lze rozdělit do několika skupin. Nejčastěji snímané jsou bioelektrické signály, které mají původ v elektrických dějích v organismu, konkrétně vznikají na membránách dráždivých buněk. [ 11 ]

Tyto signály lze dobře snímat pomocí povrchových elektrod, tedy neinvazivním snímáním. Důležitým předpokladem snímání těchto signálů, je znalost jejich parametrů, neboť ty se liší u každého signálu. Patří mezi ně především napěťový rozsah a frekvenční pásmo. Také je nutné přizpůsobit volbu elektrod snímanému biosignálu.

V této laboratorní úloze se budeme věnovat snímání následujících bioelektrických signálů:

**Elektrokardiografie** je diagnostická metoda elektrické aktivity srdce. Jelikož lze měřit srdeční aktivitu mnoha způsoby, ukážeme si jen základní jednosvodové měření, neboť to bude předmětem měření v této laboratorní úloze. Základem je Einthovenův trojúhelník, tvořen třemi elektrodami, na pravé a levé paži a na pravé noze. Tvoří tak 3 svody značené, I, II a III. Výsledný fyziologický signál svodu I je znázorněn na Obr. 10.



Obr. 10: EKG křivka ve svodu I

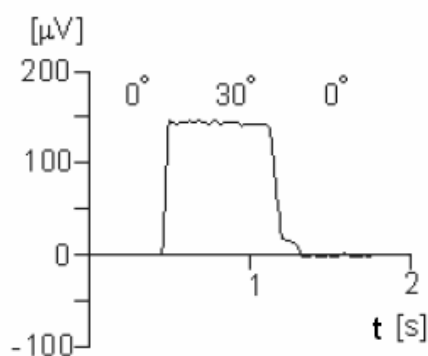
Zdroj: [ 12 ]

**Elektromyografie** měří elektrickou aktivitu vláken svalů. Existuje mnoho možností, jak měřit EMG. My se zaměříme na jednosvodové měření nestimulující, kdy se umístí dvě elektrody v rozestupu od sebe na měřený sval. Zemní elektroda se umísťuje do dostatečné vzdálenosti od měřících elektrod.

**Elektrookulografie** je metoda měření poloh oka a jejich časových změn. Analýza EOG také umožňuje měřit rychlost mrkání, trvání a amplitudu mrknutí, dále rychlost a frekvenci pohybů oční. [ 12 ]

Touto metodou se diagnostikuje např. degenerace sítnice, ovlivnění vidění toxickými látkami, stav okohybných svalů, asymetrie očí aj. [ 9 ]

Elektrody Ag/AgCl se přikládají podle toho, co chceme měřit. Velikost signálu závisí na osvětlení okolí a na úhlu natočení oka. Potenciál dipólu rohovka – sítnice závisí na poloze oční osy. Při pohledu dopředu je dipól symetricky mezi elektrodami a EOG signál je roven nule. Při pohledu vlevo je rohovka pozitivní u levé elektrody, která se tak shodně stane pozitivní. Chceme-li měřit horizontální složky EOG, nalepí se elektrody na kůži u vnitřního a vnějšího koutku oka. Naopak pro měření vertikální složky EOG se elektrody umístí nad a pod oko. Referenční elektroda je umístěna na čele nebo na uchu. Příklad křivky EOG je na Obr. 11. [ 12 ]



Obr. 11: Záznam EOG při zavírání oka

Zdroj: [ 9 ]

V Tab. 3 jsou zobrazeny základní parametry biosignálů měřených v této laboratorní úloze. Z vypsaných hodnot je patrné, že všechny námi měřené signály je možné změřit EKG přístrojem.

	Napětový rozsah $u_{pp}$	Frekvenční pásmo $f$
<b>EKG</b>	0,5 mV až 5 mV	0,05 Hz až 150 Hz
<b>EMG</b>	0,1 mV až 10 mV	0,01 Hz až 10 kHz
<b>EOG</b>	10 $\mu$ V až 5 mV	0,05 Hz až 100 Hz

Tab. 3: Parametry zvolených bioelektrických signálů

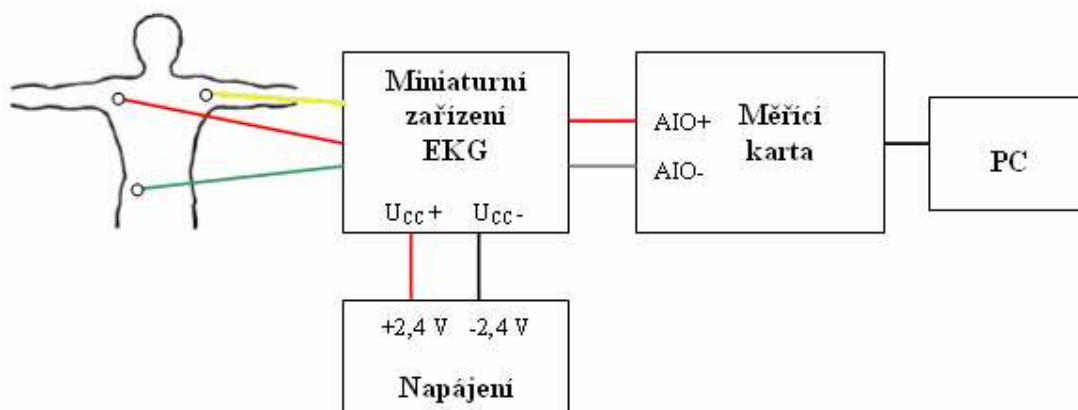
Zdroj: [ 11 ]

## 6.6 Pracovní postup

### 6.6.1 Záznam EKG křivky

1. Sestavte měřicí řetězec podle schématu na Obr. 12.
2. K měření svodu I u EKG nalepte elektrody podle stejného schématu. Dodržujte správné barevné značení elektrod dle obrázku. Ujistěte se, že vypínač napájení pravé nohy na přípravku EKG je zapnutý (pozice „on“).





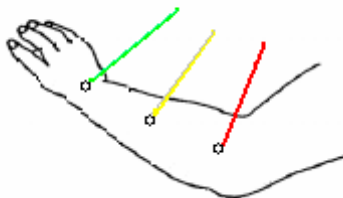
**Obr. 12: Schéma zapojení měřicího řetězce pro snímání EKG**

3. V počítači otevřete program Biosignaly.fig.
4. Stisknutím tlačítka START spustíte měření EKG signálu. Záznam EKG křivky se zastaví po 10 s měření. Chcete-li interval změnit, zvolte si požadovanou hodnotu v rolovací liště. Obrázek uložte tlačítkem ULOŽ a přiložte do protokolu o měření.
5. Poté zobrazte výkonové spektrum EKG signálu stisknutím tlačítka VYKRESLIT SPEKTRUM. Obrázek uložte a vložte do protokolu o měření.
6. Nyní vypínač přepněte do pozice „off“ a měření EKG opakujte. Do protokolu запиšte, jak se EKG signál změnil po vypnutí napájení pravou nohou.
7. Popište zřetelně na EKG křivce jednotlivé vlny a komplexy, určete přibližnou tepovou frekvenci z R-R intervalu.

### 6.6.2 Záznam EMG křivky

1. Odpojte elektrody z předchozí úlohy. Poté nalepte nové elektrody na předloktí paže dle Obr. 13.
2. Opět zapněte napájení pravou nohou (pozice „on“).
3. Spusťte měření EMG signálu stisknutím tlačítka START.
4. Nejprve pár vteřin rukou nehýbejte, poté sevřete prsty v pěst a sledujte průběh signálu. Také vyzkoušejte, jak se projeví například zvednutí ukazováčku. Zaznamenaný graf uložte.
5. Stejným způsobem jako v předchozí dílčí úloze zobrazte výkonové spektrum EMG signálu a uložte jej.
6. Na záznamu EMG křivky vyznačte úseky, kdy došlo k sevření v pěst, k

- povolení ruky a kdy k zvednutí prstu.
7. Záznam EMG i jeho spektrum přiložte k protokolu o měření.



**Obr. 13: Zapojení elektrod pro měření EMG**

### **6.6.3 Záznam EOG křivky**

1. Po odpojení elektrod z paže, přilepte nové elektrody dle Obr. 14. Žlutou elektrodu nalepte nad oko, červenou pod oko a zelenou přilepte na vnější okraj oka.
2. Opět opakujte měření dle postupu z předchozích úloh. Sledujte vliv mrkání oproti zavřeným očím nebo přímému pohledu dopředu před sebe.
3. Změřený záznam i jeho spektrum uložte a připojte k protokolu o měření.
4. Zobrazte a uložte opět i výkonové spektrum EOG signálu.
5. Popište na grafu výchylky vznikající při mrkání a pohybech oka nahoru a dolů.



**Obr. 14: Rozmístění elektrod při měření EOG**

**Zdroj: [ 9 ]**

## **6.7 Výsledky**

Do protokolu uveďte zaznamenané křivky měřených biosignálů včetně vyznačených úseků a grafy výkonových spekter jednotlivých biosignálů.

## **6.8 Kontrolní otázky**

1. Jaký je frekvenční rozsah u EKG, EMG a EOG signálu?
2. Jak se u EKG signálu projevilo vypnutí napájení pravou nohou?
3. Jaké byla přibližně naměřená tepová frekvence?
4. Jak se změnil EOG signál při zavření očí?

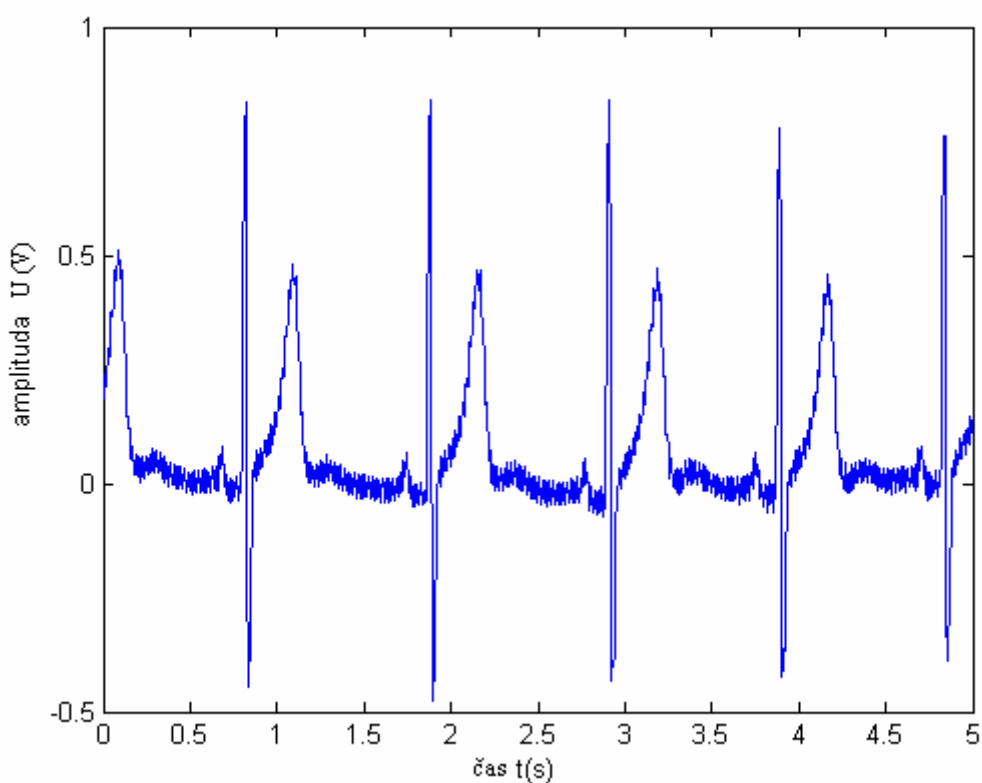
## 7 Zhodnocení dosažených výsledků

V této kapitole je otestována konečná verze navrženého a zrealizovaného hardwarového i softwarového řešení práce. Byly proměřeny jednotlivé části zadání vytvořené laboratorní úlohy, aby bylo zřejmé, jakých výsledků lze měřením dosáhnout.

### 7.1 Záznam EKG

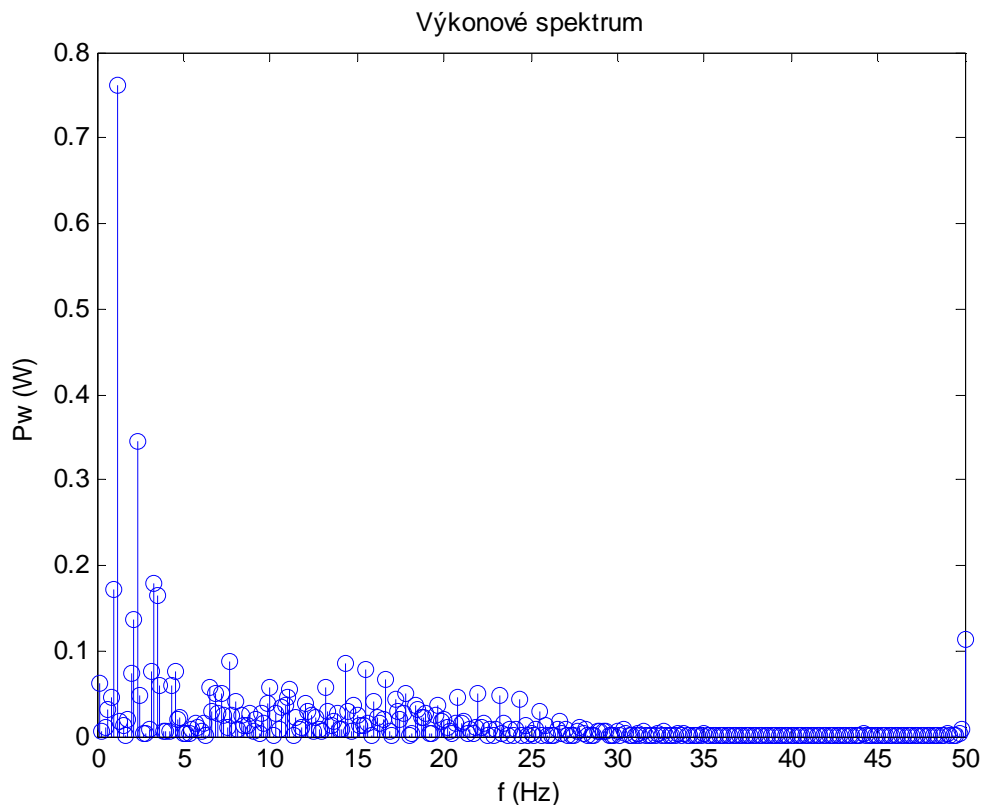
Nejprve byla dle zadání dílčí úlohy 1 v laboratorní úloze (6.6.1) zaznamenána křivka EKG v čase (Obr. 15). Signál je trochu zarušený, ale i přesto je dobře vidět pravidelný sinusový rytmus srdce a v něm vlnu P, QRS komplex a vlnu T. Záznam odpovídá předpokládanému průběhu ve svodu I (Obr. 1).

Ze záznamu lze také dobře určit alespoň přibližnou tepovou frekvenci, a to určením počtu R-R intervalů během určitého časového intervalu. V případě našeho záznamu se objevila R vlna přesně jedenkrát za vteřinu, tudíž frekvence je 1 Hz, což znamená, že tepová frekvence je  $60 \text{ tepů} \cdot \text{min}^{-1}$ .



Obr. 15: Záznam EKG křivky

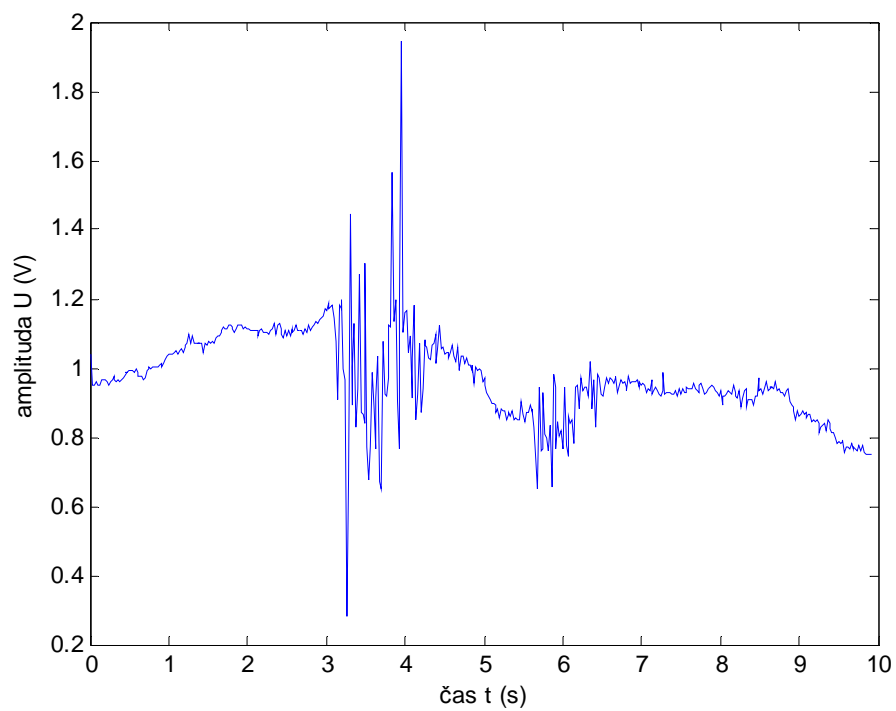
Na Obr. 16 je znázorněno výkonové spektrum změřené EKG křivky. Je zřejmé, že navržené EKG zařízení dobře filtruje vysoké rušivé frekvence, neboť spektrum zaznamenaného signálu je pouze v řádech Hz. Ve spektru se projevuje také síťové rušení 50 Hz, které má ale menší výkon oproti hlavním frekvencím EKG v rozmezí 0,5 až 5 Hz (viz kapitola 3.1).



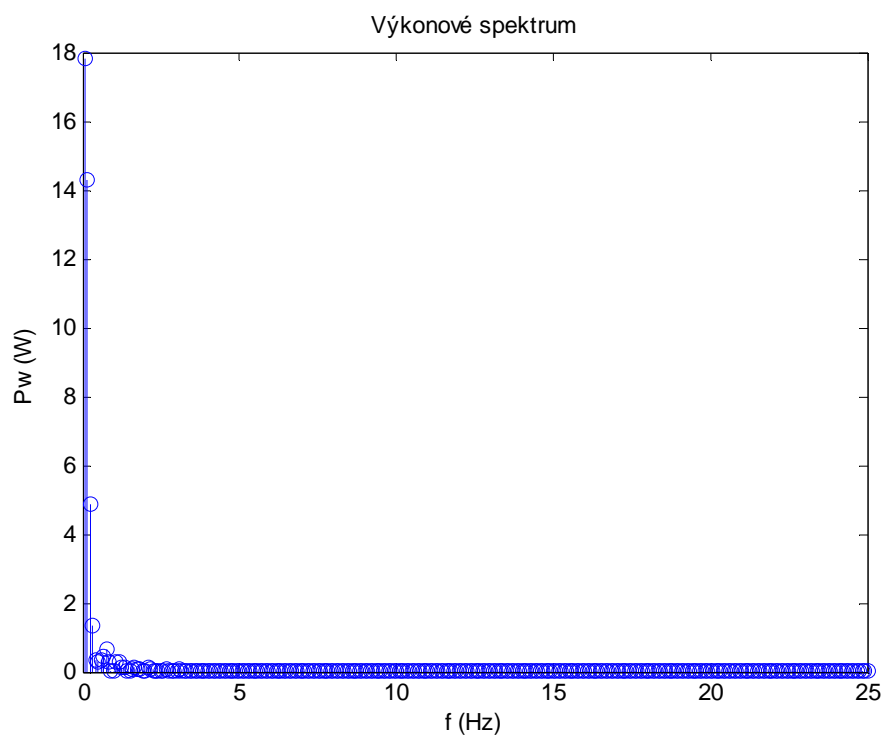
Obr. 16: Výkonové spektrum EKG signálu

## 7.2 Záznam EMG

U měření EMG bylo dle zadání laboratorní úlohy (6.6.2) potřeba zaznamenat sevření pěsti na ruce. Tento pohyb je vidět na Obr. 17 jako první vychýlení měřeného signálu. Druhá změna odpovídá zvednutí ukazováčku na měřené ruce. Měřený signál EMG má v klidové poloze menší amplitudu, ale zvětší se především pohybem svalů. Velikost výchylky závisí na vyvolané aktivitě svalů při sevření prstů. Ze záznamu je patrné, že při pohybu ukazováčku se nezapojí tolik svalů, jako při sevření pěsti, což se dalo předpokládat.



**Obr. 17: Záznam EMG křivky**

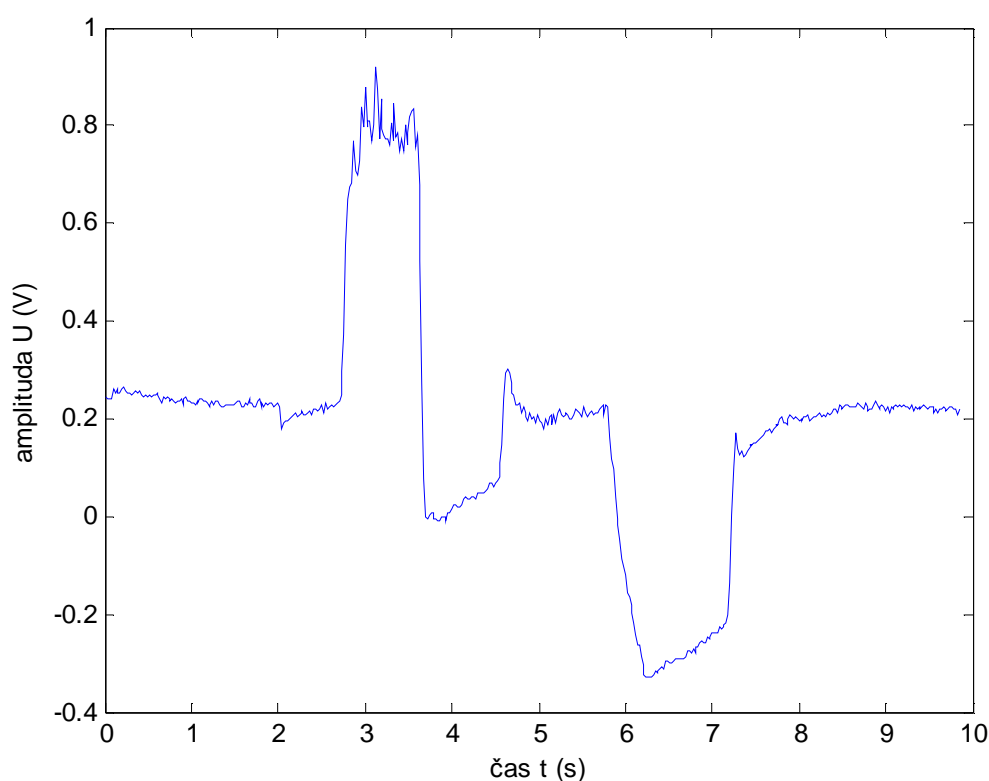


**Obr. 18: Výkonové spektrum EMG signálu**

Na předchozím Obr. 18 je znázorněno spektrum EMG signálu. Opět se zde neprojevily vysoké frekvence, neboť samotný EMG signál je nízkofrekvenční a vysokofrekvenční rušení je odfiltrováno. Frekvence je tedy s ohledem na Tab. 3 v rozmezí očekávaných hodnot.

### 7.3 Záznam EOG

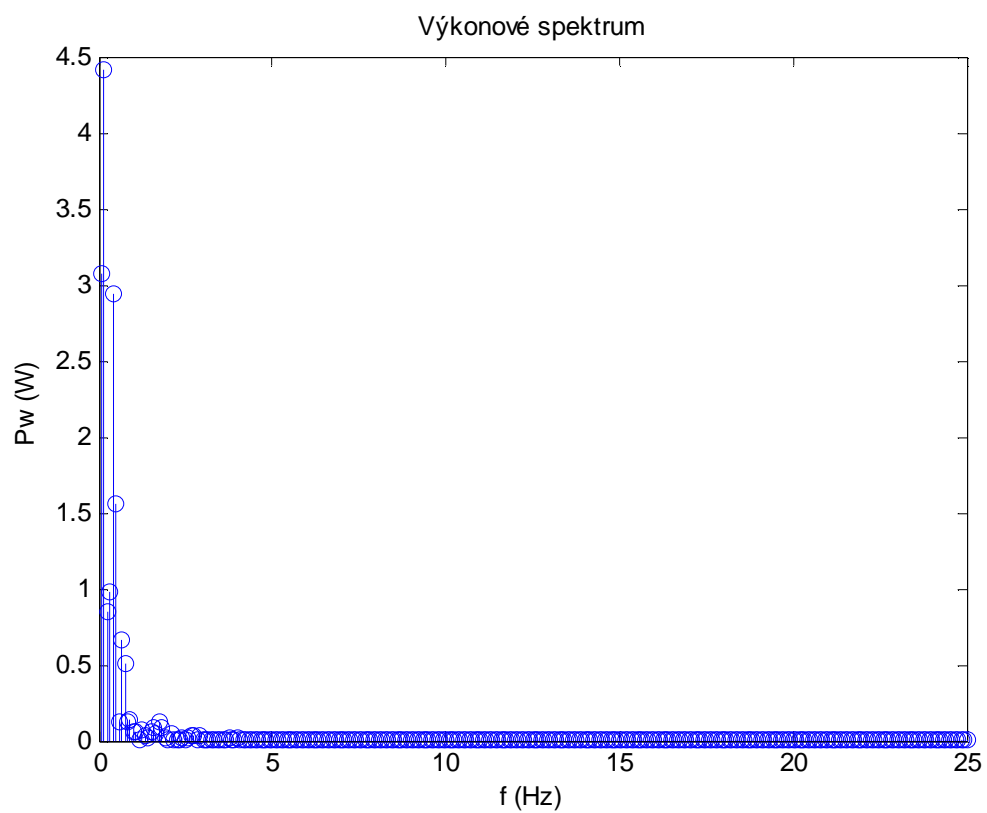
Na dalším záznamu (Obr. 19) je zobrazena křivka EOG podle dílčí úlohy 3 z laboratorní úlohy (6.6.3). První kladná výchylka popisuje zavření oka a opět jeho otevření. Poté byl proveden pohyb oka nahoru (klesající úsek v 6. vteřině) a po chvíli dolů (rostoucí část v 7. vteřině). Nakonec se při pohledu přímo před sebe signál opět ustálil.



Obr. 19: Záznam EOG křivky

Amplituda výchylky signálu je omezena maximálním pohybem oka nahoru, nebo dolů, kdy pohled přímo před sebe má nulovou výchylku. Je zřejmé, že celkový rozsah pohybu oka je stejný v obou směrech oproti přímému pohledu. Změřený EOG záznam se příliš nelišil od předpokládaného průběhu (Obr. 11).

Zobrazené spektrum EOG signálu (Obr. 20) se opět příliš nelišilo, neboť mrkání oka je nízké frekvence a pouze drobné rušivé artefakty mohou snímaný signál ovlivnit. Frekvenční rozsah měl být malý a hodnotách do 100 Hz (Tab. 3), a to se také potvrdilo.



Obr. 20: Výkonové spektrum EOG signálu



## 8 Závěr

Úkolem této bakalářské práce bylo navrhnout laboratorní úlohu pro studenty s využitím miniaturního jednokanálového EKG zařízení. Nejprve bylo nutné navrhnout hardwarové řešení analogové části EKG, což mimo jiné zahrnovalo výběr použitých součástek a návrh filtrů pro odrušení nežádoucích artefaktů. Po realizaci desky plošných spojů byl vytvořen software v programu MATLAB obsahující komunikaci a sběr dat z měřicí karty obsahující analogově-digitální převodník a následné zpracování a vykreslení nasbíraných dat. K přehlednější obsluze měření laboratorní úlohy byl pro studenty vytvořen ovládací panel s tlačítky a plochou pro vykreslování snímaných biosignálů.

U vytvořené úlohy si studenti mohou zobrazit nejen vlastní EKG křivky na počítači, ale také si mohou vyzkoušet, že lze tímto zařízením snímat i jiné biosignály, jako jsou například bioelektrické signály svalů a oka, obecně všechny, které splňují frekvenční a napěťové rozsahy snímané EKG zařízením.

Zařízení je v první řadě navrženo tak, aby splňovalo základní výukové účely. Pro praktické využití by bylo nutné zařízení upravit zvláště z hlediska dalšího signálového zpracování a filtrace, aby byl snímaný signál úplně nerušený a přesný pro případnou diagnostiku poruch srdce lékařem. Navržený elektrokardiograf je navíc napájen čtyřmi tužkovými bateriemi, které lze sice snadno dobít, ale tento způsob by byl pro praxi nevhodný, takže by bylo možné jej vyřešit napájením z menších baterií, které by se umístily přímo na desku plošných spojů. Dále by bylo také možné v budoucnu EKG doplnit o část s analogově-digitálním zpracováním, a případně také o vnitřní paměť zaznamenávající měřený EKG signál.

## Použité zdroje

- [1] Burr-Brown Corporation. *INA118: Instrumentation Amplifier* [online]. Apr. 1998, [cit. 2009-9-12]. <<http://focus.ti.com/lit/ds/symlink/ina118.pdf>>.
- [2] Burr-Brown Corporation. *INA128: Instrumentation Amplifier* [online]. Oct. 1995, revised Feb. 2005, [cit. 2009-9-12]. <<http://focus.ti.com/lit/ds/symlink/ina128.pdf>>.
- [3] Burr-Brown Corporation. *INA321: Instrumentation Amplifier* [online]. Oct. 2000, revised Jan. 2006, [cit. 2009-9-12]. <<http://focus.ti.com/lit/ds/symlink/ina321.pdf>>.
- [4] Burr-Brown Corporation. *INA326: Instrumentation Amplifier* [online]. Nov. 2001, revised Nov. 2004, [cit. 2009-9-12]. <<http://focus.ti.com/lit/ds/symlink/ina326.pdf>>.
- [5] Burr-Brown Corporation. *OPA333: CMOS Operational Amplifiers* [online]. Mar. 2006, revised May 2007, [cit. 2009-9-12]. <<http://focus.ti.com/lit/ds/symlink/opa333.pdf>>.
- [6] Burr-Brown Corporation. *OPA335: CMOS Operational Amplifiers* [online]. Jun. 2002, revised Jul. 2003, [cit. 2009-9-12]. <<http://focus.ti.com/lit/ds/symlink/opa335.pdf>>.
- [7] Burr-Brown Corporation. *OPA336: CMOS Operational Amplifiers* [online]. Jan. 1997, revised Jan. 2005, [cit. 2009-9-12]. <<http://focus.ti.com/lit/ds/symlink/opa336.pdf>>.
- [8] Burr-Brown Corporation. *OPA340: Rail-to-rail Operational Amplifiers* [online]. Sep. 1997, revised Nov. 2007, [cit. 2009-9-12]. <<http://focus.ti.com/lit/ds/symlink/opa340.pdf>>.
- [9] KOLÁŘ, R. Oko. Diagnostika oka a procesu vidění – první část [online]. [cit. 2010-3-20]. <[http://www.dbme.feec.vutbr.cz/~kolarr/mdbe/Kolar\\_MDBE\\_1.pdf](http://www.dbme.feec.vutbr.cz/~kolarr/mdbe/Kolar_MDBE_1.pdf)>.
- [10] MOLMIVUO, J., PLONSEY, P. *Bioelectromagnetism: principles and applications of bioelectric and biomagnetic fields* [online]. New York: Oxford

University Press, 1995 [cit.2009-09-27]. Dostupný z www:  
<<http://www.bem.fi/book/00/ti.htm>>. ISBN 0-19-505823-2.

[11] PENHAKER, M. et al. *Lékařské diagnostické přístroje - učební texty*. 1. vyd. Ostrava: VŠB – Technická univerzita Ostrava, 2004. 332 s. ISBN 80-248-0751-3.

[12] PENHAKER, M. *Zdravotnické elektronické přístroje*. (přednáška) Ostrava: VŠB – TUO, [cit.2009-03-20].

[13] Texas Instruments Incorporated. *Analog Front-End Design for ECG Systems Using Delta-Sigma ADCs* [online]. Mar. 2009, [cit.2009-9-13]. <<http://focus.ti.com/lit/an/sbaa160/sbaa160.pdf>>.

[14] Texas Instruments Incorporated. *INA333: Instrumentation Amplifier* [online]. Jul. 2008, revised Oct. 2008 [cit.2009-9-12]. <<http://focus.ti.com/lit/ds/symlink/ina333.pdf>>.

[15] Texas Instruments Incorporated. *Medical Applications Guide* [online]. 2Q 2009, [cit. 2009-08-09]. <<http://focus.ti.com/lit/sg/slyb108d/slyb108d.pdf>>.

[16] Texas Instruments Incorporated. *OPA379: Rail-to-rail Operational Amplifiers* [online]. Nov. 2005, revised May 2008, [cit.2009-9-12]. <<http://focus.ti.com/lit/ds/symlink/opa379.pdf>>.